

Orvostovábbképző Intézet II. Belgyógyászati Tanszéke és BME
Villamosmérnöki Kar Matematikai Tanszéke

Normális és pathológiás vektorkardiogram számítógépes
szimulációja

Kenedi Péter, Szabados Tamás, Frey Tamás és Schwarczmann Pál

A kamrai ingerületterjedés megismerésének folyamata híven tükrözi az experimentális medicina fejlődését az állatkísérletektől a számítógépes modellig. Kutya-szíven epicardialis és myocardialis elvezetések segítségével feltérképezték a depolarizáció és repolarizáció lefolyását. Durrer és van Dam (4) agyi sérülésben meghalt betegek szíven néhány órával az exitus után vizsgálta az aktiváció problémáit. E vizsgálatok már a kérdés magasabb szintű megközelítését jelentették, tekintettel arra, hogy a különböző állatfajok szívében az ingerületterjedés nem teljesen azonos az emberével.

A számítógépes modellek az experimentális munkában új lehetőségeket tártak fel, mert lehetővé vált, hogy a hosszadalmas és sokszor megvalósíthatatlan kísérletek helyett a számítógépben lehessen különböző kóros állapotokat szimulálni. A modell-kísérletek két formában valósíthatók meg: a folyamat matematikai formában való leírásával, vagy fizikai modellek segítségével.

Vizsgálataink célja a kamrai aktiváció szimulálása normál és különböző kóros állapotokban (infarctusok, kamrai hypertrophiák, vezetési zavarok esetén).

Áttekintve az irodalmat, a kamrai ingerület-terjedés szimulálására mind analóg, mind digitális modelleket találunk.

Kohno (5) az EKG QRS komplexusát rekonstruálta transmuralis és subendocardialis infarctusban. Baum (3), illetve Barr (2) fizikai szempontból finomította a modellt. Okajima (6) on-line modellen grafikus display segítségével infarctust és kamrai extrasystolet hozott létre. Tawara-szűr block modellezésére irodalmi utalást nem találtunk.

Munkánk alapját Selvester és mtsai (7) 1967-ben közölt digitális komputer modellje képezte. E modell Scher és Young 9 élettani mérésein alapszik.

A szív elektromos terének szimulációjánál két problémát kell megoldani:

- Egyrészt a szívet, mint időben és térben bonyolult törvényszerűség szerint változó feszültségforrást kell modellezni,
- másrészt az emberi testet, mint szabálytalan geometriai alakú és inhomogén vezető közeget kell közelíteni.

1. A szív, mint generátor modellezése

A szívet 20 segmentsre osztottuk fel úgy, hogy a bal kamrán 9, a septumon 7 és a jobb kamrán 4 segmentset vettünk fel. A pitvarokat a modellben nem ábrázoltuk. Az egyes segmentsek elektromos vektorát az epicardialis felszín középpontjára merőlegesnek tételeztük fel.

Egy segment a következő adatokkal jellemeztünk:

- térbeli helyzete,
- a dipolusmomentum iránya,
- a dipolusmomentum nagyságának változását leíró időfüggvény.

Ez a függvény cosinusos fel- és lefutású (a középső szakaszon pedig konstans amplitudójú).

Az egyes patológias állapotok szimulációjánál ezeket az adatokat lehet változtatni.

2. A második probléma az emberi testnek, mint vezető közegnek modellezése

Az emberi testben létrejövő teret stacionárius áramlásúnak tekintettük, az időfüggést a végképletben vettük figyelembe. Három közelítést próbáltunk ki:

a.) Az "eredő dipolus" módszernél

az egyes segmentset jelképező dipolusok mind egy pontban vannak, végtelen kiterjedésű homogén vezető közegben. Az elektródák merőleges koordinátatengelyeken a szívtől igen nagy távolságra helyezkednek el.

- Ilyenkor a szív egyetlen eredő vektorral írható le, amely időben változó irányú és nagyságú. Az orvosi gyakorlatban a szívet adott időpillanatban egyetlen vektorral jellemzik. Ez a megközelítés az "eredő dipolus" modellnek felel meg.

b.) A "több dipolus" módszernek

nevezhető közelítésnél az egyes dipolusok a tényleges helyzetnek megfelelően helyezkednek el a tér különböző pontjain, végtelen, homogén vezető közegben. Az érzékelő elektródák egy kocka négy csúcán vannak, a Grishman-féle kocka-rendszer szerint.

Ennél a modellnél már nem lehet a szívet egyetlen időfüggő vektorral leírni.

c.) A harmadik megoldásmód

abban különbözik az előzőtől, hogy a dipolusok véges sugarú vezető gömbben helyezkednek el, ez a vezető gömb modellezi az emberi mellkast.

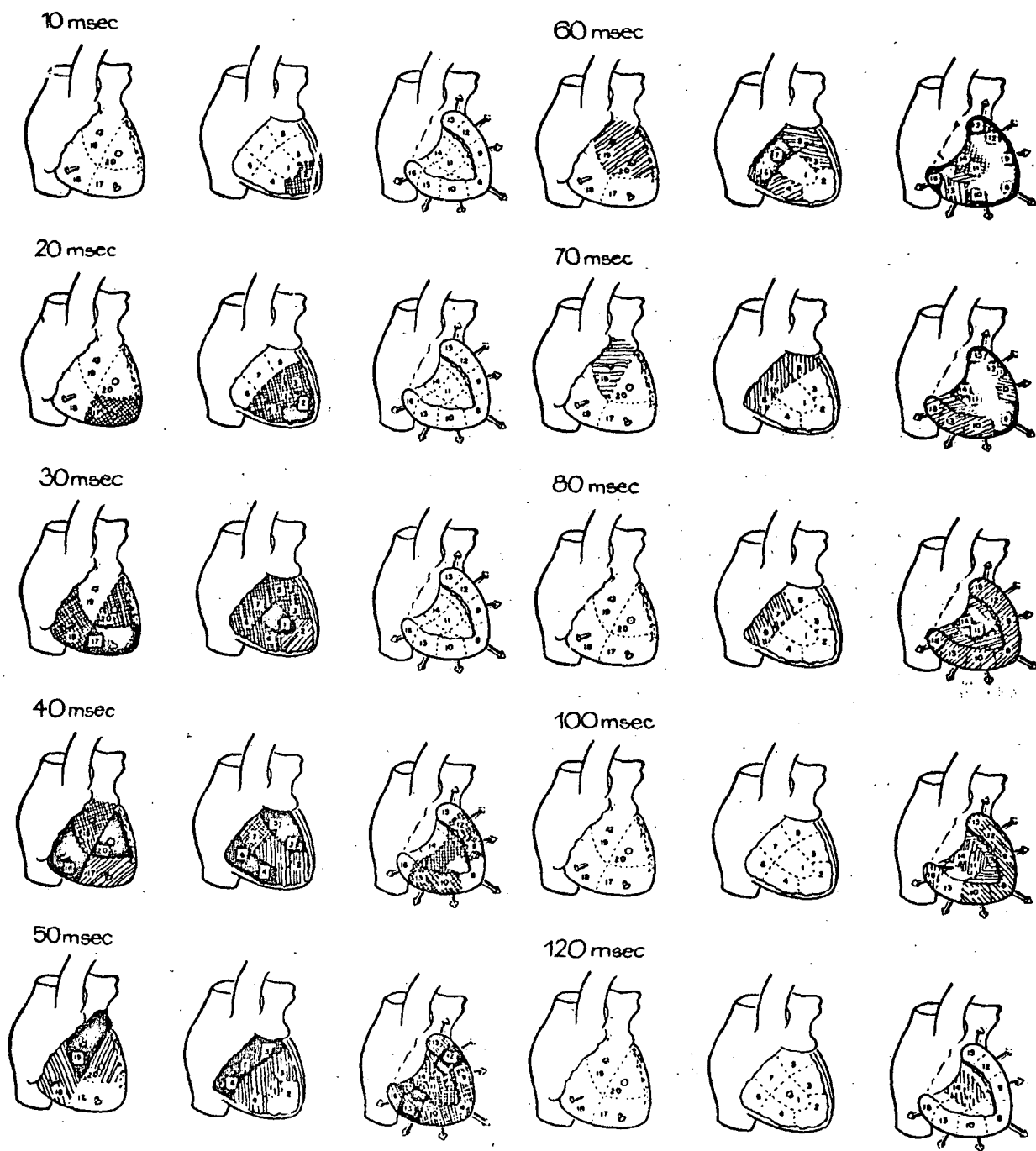
A gömbön kívül zérus vezetőképességű levegő van. Az érzékelő elektródák a gömb felszínén helyezkednek el.

Ez a modell bonyolultabb az előző kettőnél. Az ismertetendő megoldás a hálózatelemélet Thévenin tételénél alkalmazott módszerre hasonlít. Olyan térre van szükségünk, amikor a gömbön kívül áram nem folyik. Először meghatározzuk végtelen homogén közegben a dipolus terét. Ehhez hozzáveszünk egy másik teret, amellyel együtt a gömbön kívül konstans lesz a potenciál. A második térhez a Laplace-egyenlet adott kerületérték melletti megoldását kell megkeresni. Ez a potenciálmélet Dirichlet-problémája, amit vissza lehet vezetni egy kettős réteg meghatározására. Ismeretes, hogy a szív elektromos tere úgy jön létre, hogy egy adott időpillanatban a szívizom egyes részei aktiválódtak (elektromosan negatívvá váltak), más részek viszont még nem. Ez egy segmensre nézve azt jelenti, hogy a segmens két felülete között feszültségkülönbség jön létre, amely időben változik. A jelenség úgy írható le, mint két egymáshoz közeli, ellentétes potenciálú pontból álló feszültségforrás, amely olyan teret hoz létre a homogén vezető közegben, mint egy elektrosztatikus dipolus a levegőben.

Az említett három modellel az Egyetemi Számítóközpont Razdan-3 gépén végeztük a kísérleteket. A program ALGOL nyelven íródott.

Mindhárom modelltipussal reprodukáltuk a normál vektorkardiogramot, az emberi viszonyokat legjobban a vezető gömb modell közelítette meg, ezért további vizsgálatainkat ezzel a modellel végeztük.

Speciális rajzoló eljárással mind az x, y, z elvezetést, mind a térbeli vektorkardiogram horizontális, frontális és jobb sagittális síkbeli vetületét sornyomatón kirajzoltattuk. Az időjelzést 10 msec-onként az ABC betűvel, 2 msec-onként pedig számokkal jelöltük.



1.a. ábra

1.b. ábra

Külön programot készítettünk, amely kiszámítja minden egyes momentánvektor összes síkszögét, valamint az azimut és eleváció szögeket, illetve a térbeli sebesség momentánvektorokat.

A modell segítségével különböző lokalizációjú infarctusokat hoztunk létre. Az anatómiai viszonyoknak megfelelő segmensek kikapcsolásával anteroseptalis, lateralis, posteroinferior, posterobasalis, stb. infarctus képeket reprodukáltunk.

Selvester modelljét továbbfejlesztve szimulációs modell-kísérletben különböző intraventricularis vezetési zavarokat hoztunk létre.

Vizsgálataink elsősorban a Tawara-szár block mechanizmusának tisztázatlan kérdéseire irányultak, mivel tudásunk szerint az irodalomban ilyen jellegű modell-kísérletek eddig nem történtek.

Az irodalom a bal kamra aktivációjára vonatkozóan nem egységes. Sodi-Pallares (8) a septum jobb és baloldala között elektromos barriére-t tételezett fel, az impulzus direkt rostról-rostra terjed. Barker (1) egyenletes lassú aktivációról beszél, az ingerület a bal kamrát elérve, a Tawara-szár blockolt része alatt a specifikus vezető-rendszeren folytatja útját.

A különböző hipotéziseknek megfelelően megváltoztattuk a septalis vektorok irányát, az aktiváció sorrendjét. A klinikumban található bal Tawara-szár blockot az alábbi aktivációs minta segítségével kaptuk meg: (ld. a-b ábra)

Az aktiváció a septum jobb oldalán alul kezdődik. A septum felfelé, jobbról balra aktiválódik. Eközben a jobb kamra normális uton depolarizálódik. A bal kamra szabad falának aktivációja csak 40 msec után kezdődik, a 60 msec-os időpontban a bal kamra szabad fala, a posterobasalis regio már teljesen aktiválódik, és csak ekkor éri el az aktiváció a bal kamra anterolaterális részét. 80 msec-os időpontban a szabad fal aktivációs frontja már lezajlik. Legkésőbb (100-120 msec-nál) az anterolaterális regio aktivitása szűnik meg.

Hasonló módon a jobb kamrai aktivációt megváltoztatva jobb Tawara-szár blockos vektorkardiogramokat nyertünk.

További vizsgálatainkban olyan programot hoztunk létre, amely egy beadott normális vektorkardiogramot képes szimulálni és így módon meg tudja határozni a szív térbeli helyzetét. Ennek algoritmus a steepest descent, vagyis a legmeredekebb ereszkedés módszerén alapszik és egy 13 változós nemlineáris függvényt minimalizál. Távolsági célunk, hogy ehhez hasonló algoritmusok révén a számítógép képes legyen pathológiás vektorkardiogram alapján saját adatait úgy megváltoztatni, hogy a beadott görbét reprodukálja, azaz diagnózist készítsen.

I r o d u c t i o n

- Barker J.M.: The unipolar electrocardiogram. A clinical interpretation. New York 1952. Appleton - Century - Crofts Inc.
- Barr R.C., Pilkington T.C., Boineau J.P., Rogers C.L.: An inverse ecg solution with an on-off model. IEEE Transact. Bio.-Med. Engg. 1970. 17.49.
- Baum O.V.: Model of the heart electrical activity. Coll. Electrocardiologium I. 1972. Dresden.
- Durrer D., Van Dam R.T., Freud G.E.: Total excitation of the isolated human heart. Circulation, 1970. 41. 899.
- Kohno M.: QRS patterns in anterior subendocardial infarction by means of simulation of propagation process and computational QRS reconstruction. Jap. Circulat. J. 1970. 34. 981.
- Okajima M., Kohno M., Yamada K., Hayashi H.: Simulation and graphic display of ventricular activation spread and body surface QRS generation. Proc. XIIth Int. Coll. Vectorcardiographicum Brussels 1971.
- Selvester R.H., Kalaba R., Collier C.R., Bellman R., Kagiwada H.: A digital computer model of the vectorcardiogram with distance and boundary effects: simulated myocardial infarction. Amer. Heart J. 1967. 74. 792.
- Sodi-Pallares D., Bisteni A., Testelli M.R., Medrano G.A.: Ventricular activation and the vectorcardiogram in bundle branch block. Circulat. Res. 1961. 9. 1098.
- Scher A.M., Young A.: The pathway of ventricular depolarisation in the dog. Circulat. Res. 1956. 4. 461.